

**Apparatus for ophthalmological surgery.**Patent Number: ☐ EP0151869, A3, B1

Publication date: 1985-08-21

Inventor(s): L ESPERANCE FRANCIS A

Applicant(s): ESPERANCE FRANCIS A L

Requested Patent: ☐ JP60119935 ✓

Application Number: EP19840307972 19841116

Priority Number (s): US19830552983 19831117

IPC Classification: A61F9/00

EC Classification: A61F9/009, A61F9/01

Equivalents: CA1243732, DE3481164D, JP1685517C, JP3043904B, ZA8407841

Cited patent(s): DE3148748; DE1288245; US4336809; US3769963; US4173980; SU782810; US3982541; EP0111060; US4461294; EP0083494

---

**Abstract**

---

The invention contemplates use of a scanning laser characterized by ultraviolet radiation to achieve controlled ablative photodecomposition of one or more selected regions of a cornea. Irradiated flux density and exposure time are so controlled as to achieve desired depth of the ablation, which is a local sculpturing step, and the scanning action is coordinated to achieve desired ultimate surface change in the cornea. The scanning may be so controlled as to change the front surface of the cornea from a greater to a lesser spherical curvature, or from a lesser to a greater spherical curvature, thus affecting reduction in a myopic or in a hyperopic condition, without resort to a contact or other corrective auxiliary lens technique, in that the cornea becomes the corrective lens. The scanning may also be so controlled as to reduce astigmatism and to perform the precise incisions of a radial keratotomy. Still further, the scanning may be so controlled as to excise cornea tissue uniformly over a precisely controlled area of the cornea for precision accommodation of a cornea transplant.

---

Data supplied from the esp@cenet database - I2

## ⑫ 特許公報(B2)

平3-43904

⑬ Int. Cl.<sup>5</sup>

A 61 F 9/00

識別記号

3 1 1  
3 2 3

庁内整理番号

7038-4C  
7038-4C

⑭公告 平成3年(1991)7月4日

発明の数 1 (全7頁)

⑮発明の名称 眼科治療方法および装置

⑯特 願 昭59-239583

⑰公 開 昭60-119935 ✓

⑱出 願 昭59(1984)11月15日

⑲昭60(1985)6月27日

優先権主張 ⑳1983年11月17日㉑米国(US)㉒552983

⑳発 明 者 フランシス エイ. レ アメリカ合衆国, ニュージャージー 07631, イングルウ  
スペランス ツド, オウクウツド ロード 255㉑出 願 人 フランシス エイ. レ アメリカ合衆国, ニュージャージー 07631, イングルウ  
スペランス ツド, オウクウツド ロード 255

㉒代 理 人 弁理士 芦 田 坦 外2名

審 査 官 西 川 正 俊

㉓参考文献 特開 昭57-93052 (JP, A) 特開 昭58-22071 (JP, A)

特開 昭57-203437 (JP, A) 実開 昭56-16417 (JP, U)

米国特許4648400 (US, A)

1

2

## ㉔特許請求の範囲

1 電磁スペクトルの紫外線領域における出力ビームを発生し手術される角膜に対して角膜衝突点が小さいことを特徴とするレーザ手段であつて、単位時間あたりの角膜組織除去量が基質に達する切除の予め定められた最大深さの一部分に等しい単位深さになるような強度にビーム露光量を調節する手段を備えたレーザ手段と、

上記ビームを限られたフィールド内で中心軸のまわりに偏向させるために設けられ、上記限られたフィールドの内部の領域に対応する2つの偏向座標を有する走査偏向手段と、

上記フィールド内における連続的領域走査の外周を変化させるために、上記走査偏向手段と上記レーザへの調節制御用結線を備えた制御手段とを有し、

上記領域走査は中心軸に関して対象であり、

上記走査偏向手段は一つの周辺限界内で一つの領域走査を行なつた後、別の周辺限界内で別の領域走査を行なうことにより、角膜に対する制御された整形動作を実施して角膜の光学的性能を変化させることを特徴とする、基質への貫通を伴つた

角膜の前表面の選択的切除により角膜組織を量的に除去することを特徴とする眼科手術装置。

2 中心軸のまわりに円形状に、且つ、異なる半径での連続的領域走査を行なうことにより、角膜に対して制御された整形動作を実施し、角膜中央部の光学的機能領域の近視矯正を行なうことができるようにしたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

3 環状で、中心軸に対して一定の外径限界と異なる内径限界を持つ連続的領域走査を行なうことにより、角膜中央部の光学的機能領域の遠視矯正を行なうことができるようにしたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

4 同心円区域の制御プログラムで上記走査偏向手段の動作を調節し、最小半径円形領域では最多累積ビーム露光を行ない、最大半径円形領域では最少累積ビーム露光を行なえるようにすることができるマイクロプロセッサを備えたことを特徴とする特許請求の範囲第2項に記載された眼科手術装置。

5 同心区域の制御プログラムで上記走査偏向手

段の動作を調節し、最大半径円形領域では最多累積ビーム露光を行ない、最小半径円形領域では最少累積ビーム露光を行なえるようにすることができるマイクロプロセッサを備えたことを特徴とする特許請求の範囲第3項に記載された眼科手術装置。

6 一つ以上の同心環状帯域および最も内側の環状帯域の内側に隣接する中央円形帯域とにおいて制御プログラムにより上記走査偏向手段の動作を調節するマイクロプロセッサを備え、上記最も内側の環状領域はその内側円周の半径よりも大きい外側円周半径を有し、上記内側円周の半径は実質的に上記円形帯域の周囲の半径に等しく、上記マイクロプロセッサは、内周半径が一定で外周半径を変化させるパターンで上記最も内側の環状帯域を連続的に領域走査を行なうと共に、外周半径を変化させるパターンで上記中央円形帯域を連続的に領域走査を行なう手段を有し、それによりフレネル型の近視矯正のための外表面形状を形成することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

7 一つ以上の同心環状帯域および最も内側の環状帯域の内側に隣接する中央円形帯域とにおいて制御プログラムにより上記走査偏向手段の動作を調節するマイクロプロセッサを備え、上記最も内側の環状領域はその内側円周の半径よりも大きい外側円周半径を有し、上記内側円周の半径は実質的に上記円形帯域の周囲の半径に等しく、上記マイクロプロセッサは、外周半径が一定で内周半径を変化させるパターンで上記最も内側の環状帯域を連続的に領域走査を行なうと共に、外周半径が一定で内周半径を変化させる環状領域パターンで上記中央円形帯域を連続的に領域走査を行なう手段を有し、それによりフレネル型の遠視矯正のための外表面形状を形成することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

8 患者の一方の眼にレーザービームを送出する軸からずれた位置に眼固定手段を備え、患者の他方の眼で観察するようにしたことを特徴とする、特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

9 上記レーザー手段は、弗素、弗化アルゴン、弗化クリプトン、塩化キセノン、および弗化キセノンのいずれかのガスで動作するエキシマレーザーであることを特徴とする特許請求の範囲第1項に記

載された眼科手術装置。

10 上記レーザー手段は、実質的に400nmを越えない波長の出力ビームを発生することを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

11 上記走査偏向手段は機械的に取り外し可能な光学部材と、上記ビームの予め定められた偏向が得られるように上記光学部材を取り外す手段とを備えたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

12 上記レーザー手段は、患者の眼におけるビーム断面を30ミクロン乃至0.5ミリメートルの範囲のスポットサイズに抑える手段を備えたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された眼科手術装置。

13 連続的領域走査の周囲限界が一定半径の円であり、これにより角膜移植を受け容れるための一定の深さの円形角膜凹部を形成できるようにしたことを特徴とする特許請求の範囲第1項に記載された装置。

#### 発明の詳細な説明

##### 〔産業上の利用分野〕

本発明は、角膜の外表面への治療を行なう眼科治療に関する。

##### 〔従来の技術〕

公知の手術即ち治療は角膜移植やケラトトミイ(角膜切開)を含んでいるが、そのような手術には切開器具の熟練した操作が伝統的に要求されてきた。しかしながら、端部を切開すると、端部の角膜表面への単なる侵入は、侵入の両側で侵入によつて置換された人体細胞に対するくさび状の横方向圧力を必然的に意味している。そのような横方向圧力は、侵入の両側で細胞の複数層に、傷をなす能力を害する大きさに傷つけ、これによつて傷跡細胞が形成される。

##### 〔発明が解決しようとする問題点〕

局部的皮膚欠陥を除去する治療の場合と同様に、その切開の両側で細胞への外科的損傷を最少にするのに、炭酸ガスレーザーが使われてきた。そのようなレーザーのビームは、特殊な赤外線波長(10.6ミクロン)であり、角膜の制御された局部除去あるいは切開が、除去の端部に隣接した細胞へ横方向圧力が印加されることなく行なわれる。しかしながら、治療は縁部効果なく行なわれ、除

去あるいは切開は光凝固および／または光蒸発を通して熱的に行なわれ、除去あるいは切開された縁部に隣接した細胞は焦がされる。可視スペクトラムにおいて発振するレーザでさえ、効果はなお熱的に大きい。例えば、約532.0ナノメートル(0.532ミクロン)、すなわち可視スペクトラムの薄緑色領域で皮膚へ照射する可視レーザの場合、組織学上考察は、細胞の脱水(すなわち、組織の裂け目をともなつた細胞消滅)の証拠を提供し、照射による除去あるいは切開に必要なエネルギーレベルでは、焦げ(細胞損傷)が切開部にあらわれ、これは基体加熱である。

他方、紫外線波長での照射は高光子エネルギーの特徴を有し、このエネルギーは組織に大きな衝撃を与え、組織の分子が光子衝撃で分配し光分解による組織切開が起る。照射面での分子は残りの基体を加熱することなくより小さな揮発性の断片になり、切開の機構は光化学的、すなわち内部分子結合の直接破壊である。光熱および／または光凝固効果は、紫外線波長での切開において特徴的

でもなく顕著なことでもないし、光分解切開に隣接した細胞損傷は大きいものではない。

本発明の目的は、角膜の外表面上の外科治療用改良された装置および技術を提供することにある。

本発明の他の目的は、角膜の外表面上の外科治療を通して眼の光学特性を外科的に形成する装置および技術を提供することにある。

本発明の特別な目的は、眼の近視、遠視および乱視状態を減らす外科技術および装置を提供することにある。

本発明の他の特別な目的は、角膜移植治療を行なう改良された外科技術を提供することにある。

本発明の更に他の特別な目的は、角膜上の外科処置に紫外線照射を安全に行なう自動装置を提供することである。

〔問題点を解決するための手段〕

本発明はこれらの目的を、紫外線照射によつて特徴づけられた走査レーザに対して眼の位置を効果的に固定する装置で達成し、角膜すなわち上

きるように制御されており、走査は角膜の所望表面変化を達成するように調節される。走査は、角膜の表面を大きい球状湾曲から小さくする、あるいは小さい球状湾曲から大きくして、角膜が矯正レンズになるコンタクトや他の矯正用補助レンズに頼らずに、近視あるいは遠視状態を低減できる。走査はまた乱視を減らしかつ放射ケラトトミーの正確な切開を行なえるように制御される。更にまた、走査は、角膜移植を正確に行なうため角膜の正確に制御された領域にわたつて角膜組織を均一に走査できるように制御される。

〔実施例〕

次に添付図面を参照して、本発明を詳細に説明する。

第1図において、クランプ手段10は患者の頭部を(顔を上にしてもたれかかつて)固定し、治療する眼11が固定レーザ装置13からのビーム出力の中心軸12'の下向き屈折部12と一直線上に並ぶようになる。走査手段14は、中心軸12に対してレーザビーム出力のプログラムされた偏向を提供する。レーザ装置13は、適当な電源15によつて励起される。走査手段14は、参照番号16で示された動作制御手段を有しており、走査パターンおよび走査の有効制限を決定し、所望されれば走査の一またはそれ以上の方向成分の時間応答輪郭を決める。

望ましくは、クランプ手段10は参照番号17で示された患者のこめかみの領域で相対する部分をはさんで患者の頭部を安定させる手段を有しており、眼球保持手段(第2図の18)は角膜の硬化領域で眼11の周囲をおさえている。更に望ましくは、光学固定手段20が、走査器14の容器に調節可能に固定されている。手段20は十字線およびレンズを有しており、治療していない眼11'が十字線を見ることができる。手段20の視界線21は軸12に平行であり、調節手段(図示せず)は、患者のひとみ間距離のために必要な調節可能なオフセットを提供し、軸12からの手段20の特殊な取付オフセットに適合できる。他方の眼球11'の治療のために、眼球11は同様な固定手段で、他の固定手段(図示せず)および対応の調節可能なオフセット手段によつて、固定可能である。あるいは、固定手段20は、走査器14の反対側で修正オフセットで調節可能に取り付

けることもできる。眼球 1 1' の治療のために、クランプ手段 1 0 は、その後治療される眼 1 1' と軸 1 2 を一線に並べる範囲さでレーザ 1 3 に対して横方向に割り出し動作し、これにより固定手段を使うために眼球 1 1 が位置決めされる。

第 2 図には眼球保持手段 1 8 が示され、きょう膜-角膜領域を介して眼を保持するような輪郭の空気浸透性物質の取れんする軸の縁壁 2 3 を有する中空環が示されている。真空ポンプへの側壁接合部 2 4 が壁 2 3 に眼を保持させる。外部突起すなわちフランジ手段 2 5 は、第 2 図の連結の文字で示唆された手段（簡単化のために第 1 図には図示せず）を介してレーザ 1 3 および走査器 1 4 に固定手段 1 8 を離して接続する。

レーザ 1 3 は、望ましくは紫外線、すなわち実質的に 400 ナノメータより短い波長を発生するのがよい。ガスレーザは、弗化ネオンレーザで 351nm、窒素レーザで 377nm、塩化ネオンレーザで 308nm、弗化クリプトンレーザで 248nm、弗化アンゴンレーザで 193nm、および弗素レーザで 157nm の波長を発生し、このレンジでクリスタルレーザを含む他のレーザに適用された周波数 2 通倍技術が更に他のソースを提供する

ドイツのゲツティンゲンのラムダ社 (Lambda Physik GmbH) の現在商用のレーザの一つ、例えば弗化アルゴンレーザモデル EMG-103 がレーザ 1 3 用に充分であり、この製品では、パルス当りの最大エネルギーは 200 ミリジュールであり、パルス繰り返しレート 200 個/秒、 $3 \times 10^5$  ショットが、このパルスレートで定格電力の半分に減らす前に包含ガスの単一型で可能であるが、本発明の使用には全定格電力は要求されない。パルス幅は約 15 ナノ秒であり、25 センチメータ (10 インチ) での代表的ビーム寸法は  $10\text{mm} \times 22\text{mm}$  である。これを眼 1 1 で使用可能な概略のスポットサイズ  $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$  まで落すには、水晶、弗化カルシウムあるいは弗化マグネシウムの矯正レンズ 2 6 は、円筒素子および球形素子を有し、これによつてビームサイズは、長四角形部が実質的に正方形部に圧縮される間に、小さくされる。

第 3 図および第 4 図は、外科治療の処置における眼 1 1 の表面のレーザビームの代表的半ミリ焦点および繰り返しパルス化スポットの二つのパターンを示している。第 3 図の円 3 0 は角膜上で直

径 6 mm であり、眼 1 1 の軸に中心づけられている。走査は直線的で、複数の水平方向走査とそれに続く垂直方向変位を行なつてフィールドをカバーし、ここでは円 3 0 に制限されている。この目的のために、“Microscan 771” として知られている走査器が、英国ヘンドンのレーザ・インダストリーズ・インターナショナルから販売されているので、ここでは詳細に述べない。そのような走査器用の制御手段 1 6 は、制限円のように走査の境界制限用のメモリを有するマイクロプロセッサを具備していれば十分である。限界は医者希望する境界輪郭にでき、走査スピードおよび方向はプログラム化あるいは手動的に制御され得る。第 3 図の説明は、らせんコースに沿つての走査すなわち順次半径が変化する回転掃引が各フィールド 3 0' に含まれていることを除けば、第 4 図にも適用できる。

全ての予め定められたフィールド限界（例えば、3 0, 3 0'）内で角膜の外輪郭を効果的に紫外線レーザで予め定められた深さに切開できるように走査プログラミングすることが、本発明の特徴である。これは、0.35 mm の深さ制限について角膜組織の順次的正確な光分解によつて成される。上述の弗化アルゴンレーザによつては、正確な組織容量（例えば 14 ミクロン深さ）が各パルスまたはショット毎に得られ、200 個/秒のくり返しの半ミリスロットがフィールド 3 0 内の全領域を約 15 秒でカバーできる。

第 5 図に示された状態で、点線 3 1 は、眼の光学特性を変えるように角膜 3 2 の外表面が変形された最終の湾曲を示し、図では近視眼の場合であり、減少された湾曲 3 1 は、メガネレンズやコンタクトレンズの使用に全く頼ることなく、ディオプトリー減少効果を提供する。湾曲 3 1 を得るには、最小所望の光分解は外部境界 3 0 で、最大は中心である。これは、マイクロプロセッサをプログラミングして、境界円 3 0 の半径を順次減らすこと（すなわち、走査したフィールドの領域を順次減らすこと）により達成でき、減少フィールドを順次走査する。もし湾曲 3 1 が中心で除去角膜の最大深さ 0.35 mm を必要とすれば、これは、角膜の中心領域（すなわち、最終で最大減少走査フィールド）は 25 回走査されること、および最大減少走査フィールド外の角膜除去はより少なく走査さ

れることを意味し、減少ステップは領域31にわたって最終希望湾曲30を達成するように予め定められている。

湾曲31を達成するのに第3図の走査技術に関する説明は第4図のらせん走査の使用に等しく適用され、フィールド30'は中心で最大角膜除去を円の境界の外限度で最小とするのに必要のように自動減少用のプログラミングされる。

近視状態を減らすために、角膜の外側表面が小さい湾曲(第5図)を得るようなプログラミングに関する説明は、遠視状態を減らすための第6図にも適用される。第6図において、差はプログラミング・フィールド走査にあり、走査されたフィールドの内限界を決める中心領域を順次大きくする。このように、円30, 30'によつて境界づけられた全領域にわたる角膜除去を含む1フィールド走査を除いて、全ての残りのフィールド走査領域は環状であり、順次走査される環状フィールドは内半径が順次増大される。最終の“フィールド”は、第6図の角膜34における点線33で示されるように外科的除去がその円形線に沿つて最大となる円30, 30'の直径で実質上円形線である。

角膜組織の除去(第5および6図)の可変深さとは全く別に、本発明では、複数走査一定フィールドの全領域にわたつて均一深さの除去も行なう。第7および9図において、眼11の角膜は一定の予め定められたフィールド領域35内で連続走査される。各パルスで除去深さ14ミクロンのレーザの場合、0.35mmの均一深さが全領域34を25回走査することによつて得られ、角膜移植のための基体位置となる除去基部すなわち床湾曲36が得られる。

更に角膜移植治療に関して、凹み36内でその位置に移植される角膜挿入を準備して、上述の装置が有用である。寄進された眼は第2図に参照番号18によつて示した固定手段に反転可能に保持され、“反転可能”とは、取り付けフランジ25の方法に基いて、寄進された眼の上皮あるいは内皮がレーザビーム12に上向きに露出されるように取り付けられることを意味し、角膜一きよう膜取り付けおよび角膜治療に必要なアイリスおよび他の領域は最初に除去される。望ましい治療では、最初に寄進された角膜のくぼんだ内側をレー

ザで走査する。走査は、ストロマ内で少なくとも均一深さに組織が除去されるに十分な(凹み36の直径を越える完全円フィールドを複数回走査するとによつて得られる)大きさで行なわれる。その上で固定手段18(およびその部分的に機械仕上げされた角膜部材)の取り付けが反転されて寄進された角膜の凸状外側がレーザで走査される。外側の走査は2段階から成っている。第一は、(凹み36の直径を越える)完全円形フィールドの複数走査であり、これによつて少なくとも上皮および凹み36の深さ $T_2$ を越える移植深さ $T_1$ を成すのに望ましい深さにだけ切除される。第二は走査器14が直線切除モードで動作し、円形凹み36内に正確におさまるように設計された円の周囲に沿つて連続レーザパルスが順次進み、これは準備した移植になる円形切欠きの完全分離まで続けられる。移植後、寄進されたストロマが患者の準備されたストロマに内皮に完全に自由接触するように置かれ、移植部分は縫い合わされる。その後抜糸のあとで、眼11の外表面およびその移植部分27は第8図に示す外観となり、移植部分は患者の角膜の隣接領域からとび出し、この移植部分のとび出し部は、患者の眼の非成形組織との同一平面状適合の最終輪郭28までレーザ走査で減らされる。更に、最終切開を眼の光学的機能の予め定められた変化を持たらずまたは持たさない湾曲とすることは医者が決めることである。

第10図は上述の装置の変形使用を示し、予め定めた円形限界38内で放射状ケラトトミーに含まれる複数個の離れた放射状切開37を得る。ケラトトミー治療が必要なひどい状態では、放射状切開37の深さは、第5～8図で示された0.35mm深さを越え得る。

近視および遠視状態がひどいときには、除去された単一表面31または33をつくることは必然的な最深除去の領域で余分な組織除去を医者の判断で行なつてもよい。このような状態のために、本発明は、希望された最終湾曲のフレネル型段階状形成の方法での順次走査のプログラミングの選択を提供する。そのような状態および治療が第11および12図に示されており、第5図の最終的に減らされた湾曲31(第12図における点線41)は、30で境界づけられたフィールド領域内で環状に増大させることによつて成される。これ

らの環42の外側のものにおいて、切開の湾曲および深さは正確に連続カーブ41がフレネル段階によらず発生される。しかし中間環状領域43は、相当少ない量の角膜除去で連続カーブ41を達成する。最終的には、最少の角膜除去で、内部円形領域44は効果的にカーブ41を完成する。

中心での組織除去は、第11および12図のフレネルカット44として $\Delta 44$ で表わされており、修正された単一湾曲41で同じ修正を得るのに必要な最大除去深さ $\Delta 41$ の小部分にすぎない。第12図に示したようなフレネル型カットに対して、前述の半ミリスポットサイズは、第12図で示した1ミリ放射状増大を成すことは不可能である。42, 43, 44において湾曲41の増大を特徴づけるために必要な解像度を得るにはより小さなスポットサイズを用いることが必要である。前述のラムダ社装置では、スポットサイズを減らすことは手段26を介して可能であり、もし必要なら30ミクロンのスポットサイズまで可能である。環42および43の1ミリ半径増大は、増大42または43当り約35放射ステップの解像度が可能である。上述の数値はあくまでも例示用にすぎない。

第13および14図は、上述のレーザインダストリーズ社の反射技術以外によつて得られる走査器を示す。第13および14図において、走査用ビーム12の偏向は陰極線管の偏向ヨークの方法で交叉磁界を介して行なう。第13図において、ヨーク50は環状であり、角度調節のため現在の動作位置を示す手段52で手動的に調節される駆動手段51によつてビーム12のまわりに回転可能に取り付けられる。ヨーク50は、眼11でビーム12の直線走査偏向のため適当に同期化されたX軸あるいはY軸源55-56からの信号を受ける直角に配置された偏向コイルシステム53-54を有し、図示の例は偏向信号発生器と対応しレーザの励起/非励起と協同する包絡線制御手段を示しており、レーザビームは角膜の所望制限領域(例えば、領域30)にわたつて走査する。これら走査軸の一つ、例えばX軸すなわち直線走査偏向軸の走査レートを適当にプログラミングすることによつて、レートが外側限界で比較的低く、各走査の外側走査の間の領域で比較的速く(X軸レート発生手段57で指示される)することがで

き、これによつてパルスレーザのより高い密度が後者の領域に与えられる。一方、走査のY軸成分は固定されているか、あるいはX軸が直線的に掃引されていれば、可変レート制御58され得る。この結果は、52でセットされたプリセット角度方向に応じた円筒形の乱視用湾曲を提供する。これはレンズのような人工要素に頼らずに眼11に乱視矯正を与える。

第14図の磁気偏向システムも回転可能なヨーク60を使うが、極座標走査パターン、すなわち第4図で説明したら旋状パターンを提供する。詳述すれば、単一放射偏向コイルシステム61が半径掃引信号発生器62によつて励起され、回転掃引がヨーク60への接続駆動手段を有するモータ63を介して行なわれる。極ラスタ発生器64が発生器62の掃引サイクルでモータ63のスピードを発生する。第4図の特殊なら旋走査は、発生器62の放射状掃引サイクルを複数の回転が各放射状掃引中に含まれるヨーク60の回転に対して低くすることによつて成される。他方、各回転中におけるヨーク60の低速回転および多数の放射掃引のために、極走査が示されたフィールドで得られる。もし発生器62の信号出力が各掃引サイクルの掃引の完全直径を得るのに十分であれば、フィールドの中心領域が最大密度のショットを受け、最大除去となり、このフィールドはヨーク60の半回転で1回カバーされる。このようなショット分配は、第6図で述べたとおり、湾曲減少の要求に近づき、半径走査信号のレート制御62が走査の完了後最終湾曲の発生に自由を提供する。

#### 図面の簡単な説明

第1図は本発明の動作要素の一般的配置を示す斜視図である。第2図は第1図の装置で使われている眼球保持手段を示す簡略化された断面図である。第3図および第4図は、第1図の装置で行なわれる異なつた走査パターンを示す簡略化されたパターン図である。第5図および第6図は、第3図および第4図の走査パターンで形成される異なつた表面を示す簡略化断面図である。第7図および第8図ならびに第9図は、角膜移植治療に本発明を使用することを示す断面図ならびに前面図である。第10図は放射状ケラトミー治療に本発明を使用することを示す前面図である。第11図

13

14

および12図は、本発明のフレネルカットを説明するそれぞれ前面図および半分を拡大した図である。第13図は第3図の走査パターンを発生する変形例の概略図である。第14図は第4図の走査パターンを発生する変形例の概略図である。

なお図において、11、11'……眼、12……軸、13……レーザ、14……走査器、15……電源、16……制御手段、17……頭部安定手段、18……眼保持手段。

5

FIG. 2.

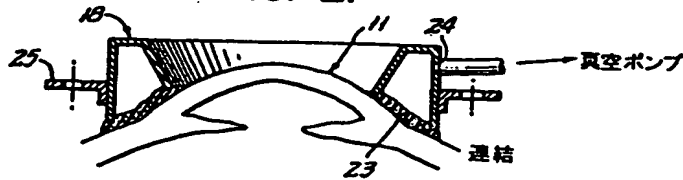


FIG. 3.

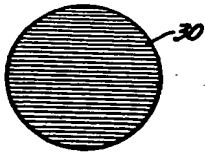


FIG. 4.

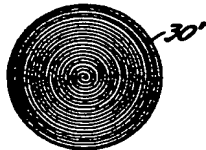


FIG. 5.



FIG. 6.



FIG. 7.

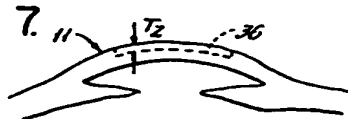


FIG. 8.

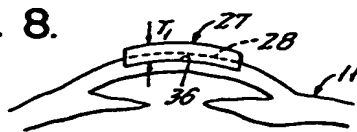


FIG. 1.

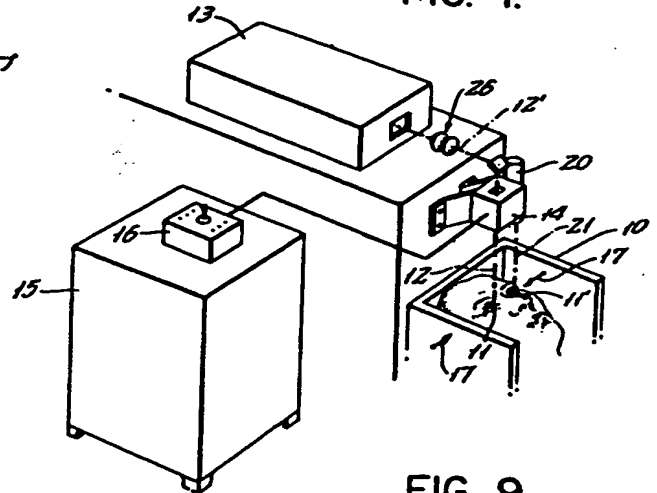


FIG. 9.

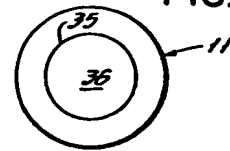


FIG. 10.

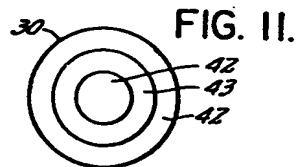


FIG. 11.

FIG. 14.

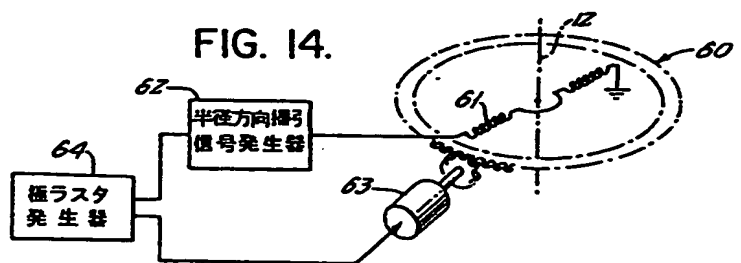


FIG. 13.

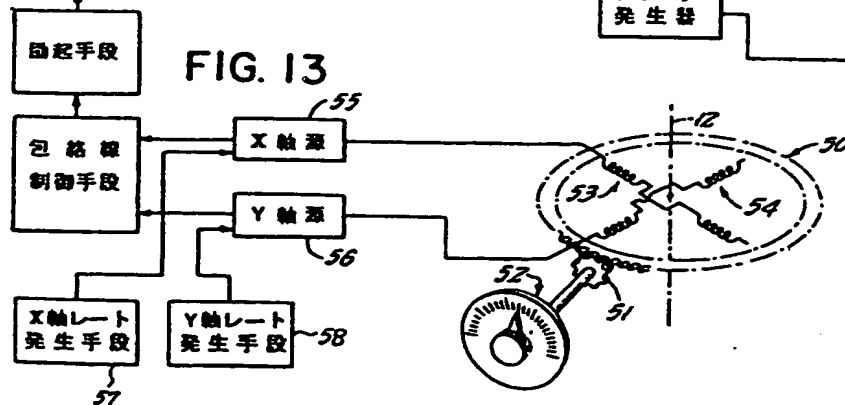


FIG. 12.

